

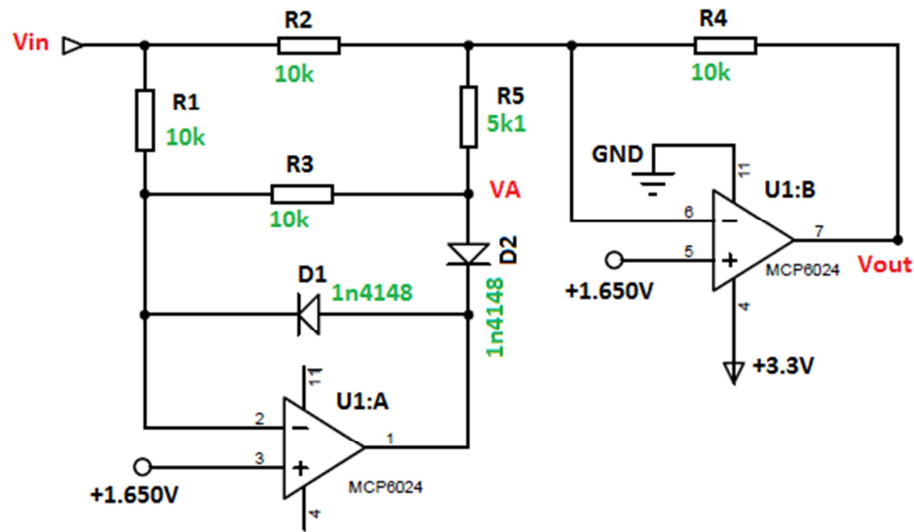


Figura 33. Primeira etapa do Retificador de Onda Completa de Precisão.

Nesse circuito os diodos podem ser analisados como “chave”, pois o A.O. fornece tensão de polarização direta necessária à condução dos mesmos (quando a entrada é positiva, de modo que na saída tem-se a mesma tensão da entrada, sem perdas de amplitude). O alto ganho do A.O. em malha fechada elimina o efeito da tensão no diodo V_D , pois se $V_D = 0,7V$ e $A \geq 10^5$ a tensão para acionar o diodo é aproximadamente $7\mu V$. A equação 4.8 corresponde à tensão de saída do circuito na Figura 33.

$$V_{OUT} = -(V_{IN} + 2.V_A) \quad (4.8)$$

Assim, se:

- $V_{IN} > 0 \rightarrow V_{OUT} = V_{IN};$
- $V_{IN} < 0 \rightarrow V_{OUT} = +V_{IN};$

Como o circuito não é linear, pela utilização do diodo, cuja resposta não é linear, não foi calculada a função de transferência do mesmo. Pela demonstração matemática acima é possível visualizar que é um algoritmo para um retificador de onda completa para sinais alternados.

A segunda etapa do R.O.C.P. consiste de um A.O. configurado como subtrator do nível DC +1.650V, fazendo com que o sinal oscile entre 0V e +1.650V, como

mostrado na Figura 34. Em seguida há um filtro passa-baixa passivo com frequência de corte de 44Hz aproximadamente para obter o envelope do sinal retificado pelo circuito anterior.

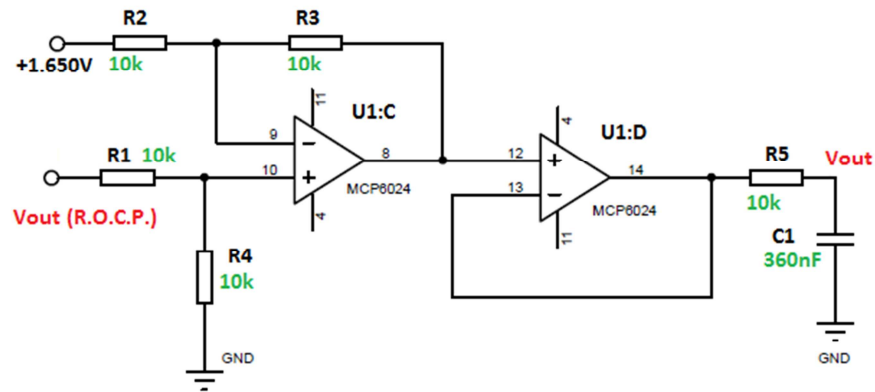


Figura 34. Segunda etapa do Retificador de Onda Completa de Precisão.

Foi realizada a simulação no *software Proteus* de todo o circuito do R.O.C.P. com suas respectivas formas de onda em pontos específicos do mesmo, demonstrando a retificação completa e a subtração do nível DC, como mostrados nas Figuras 35 e 36.

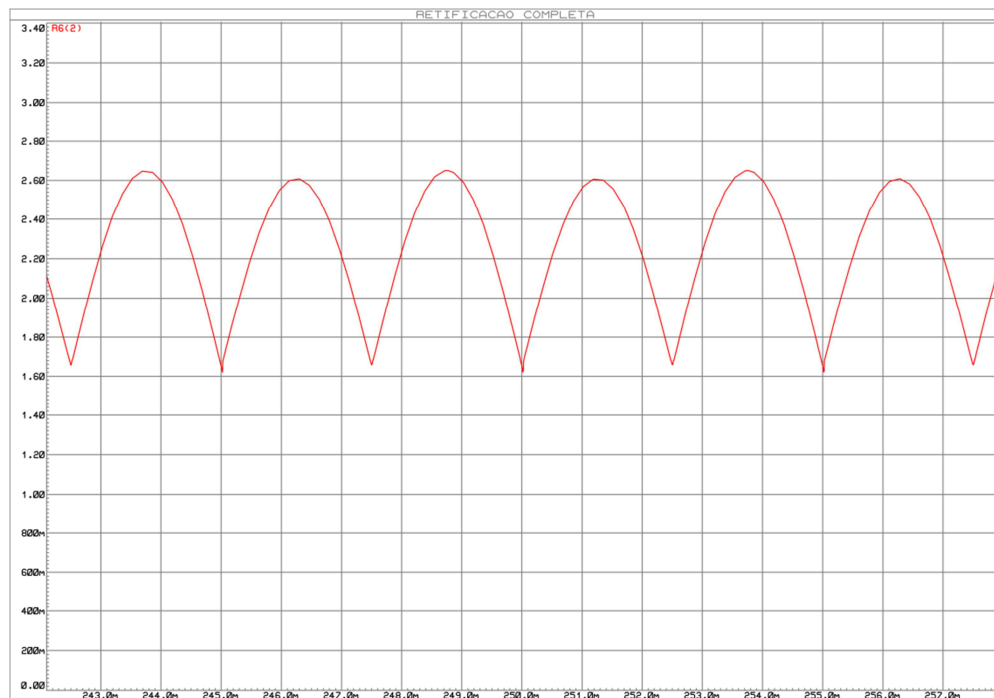


Figura 35. Retificação completa do sinal de entrada no R.O.C.P.

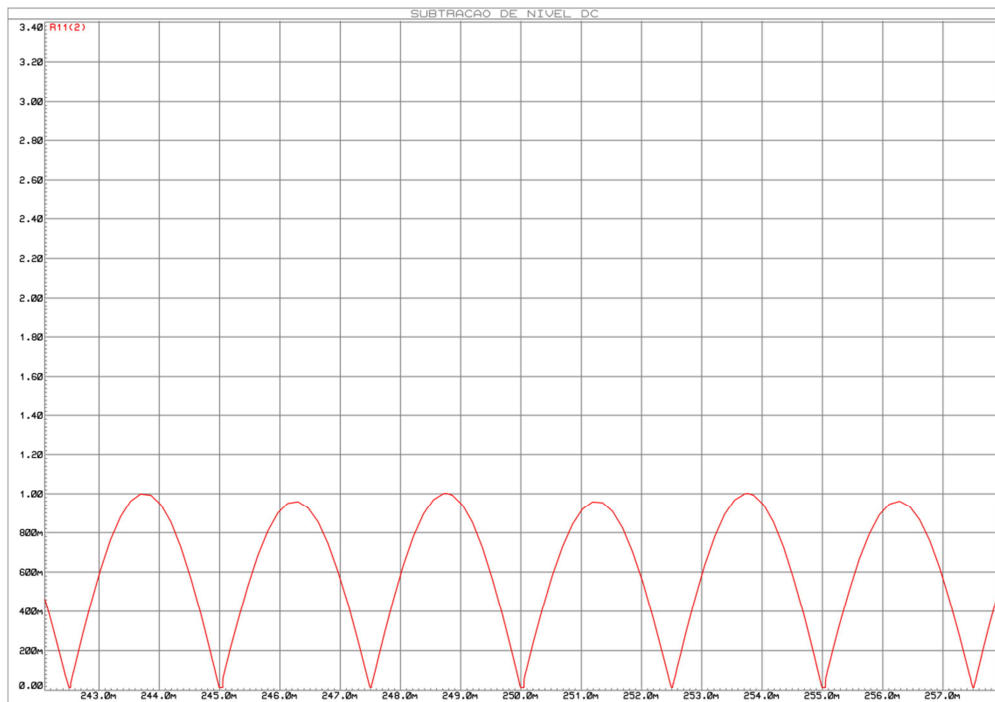


Figura 36. Subtração do nível DC no sinal retificado.

O sinal senoidal simulado possuía as seguintes características: +1V de amplitude, frequência de 200Hz e tensão de *offset* de +1.650V.

4.2 Sistema de Biofeedback

Esse sistema utiliza um *display* de cristal líquido do tipo TFT (*Thin-Film Transistor*) colorido de dimensões 320x240 pontos e com tela *touch-screen*, cujo controlador (*driver*), *on-board*, é o HX8347D. O intuito de utilizar o *display* é mostrar os sinais eletromiográficos provenientes dos quatro canais de aquisição e realizar processamento sobre os mesmos.

A digitalização do sinal eletromiográfico foi realizada pelo *dsPIC*, assim como para o *PIC*. No primeiro foi utilizado o próprio conversor A/D interno de 10 e 12 *bits*, sendo que o de 10 *bits* foi adotado. Já o segundo utilizou um conversor A/D externo de 16 *bits*, para melhorar a resolução do sinal EMG quando fosse visualizado em uma interface de *software* no computador. No *dsPIC* o sinal foi amostrado a uma taxa de aproximadamente 2kHz, visto que se deve obedecer ao critério de *Nyquist*, que neste trabalho a maior frequência do sinal estaria em 600Hz (frequência de corte do filtro

passa-baixa ativo). Portanto, se deveria digitalizar em no mínimo 1200Hz, e se escolheu 2kHz.

A Figura 37, retirada do manual do *display* mostra o mesmo com sua pinagem. A comunicação com esse *display* é feita pelo *dsPIC*, por comunicação em 8 *bits*.

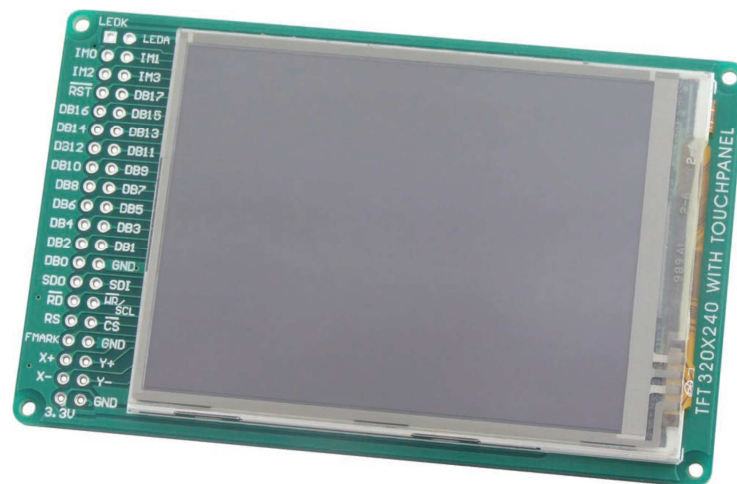


Figura 37. *Display TFT Touch Screen 320x240 pontos.*

Outra forma auxiliar de visualização do sinal eletromiográfico é por meio de uma barra gráfica de dez *LED's* para cada canal de aquisição. Para controle dessas barras, utilizou-se o circuito integrado (C.I.) para *driver* de *display's* como esses LM3914. O envelope do sinal EMG proveniente do R.O.C.P. é enviado para esse C.I. o qual fará acender cada *LED*, dependendo de uma tensão colocada no pino 6 de tensão de referência R_{HI} .

Foi projetado um ajuste para esse pino por meio de um potenciômetro, *trimmpot*, para se adequar ao sinal de entrada e promover um ajuste de sensibilidade a esse sinal. Isso faz com que se imponha uma carga virtual ao sinal de entrada, dificultando, ou não, acender os *LED's*. O valor em volts desse ajuste será mostrado em forma de uma linha horizontal no *display TFT* e será acionado um *beep* caso o envelope do sinal atinja a mesma. A Figura 38 mostra o circuito esquemático do *driver* e a barra gráfica para um canal de aquisição.

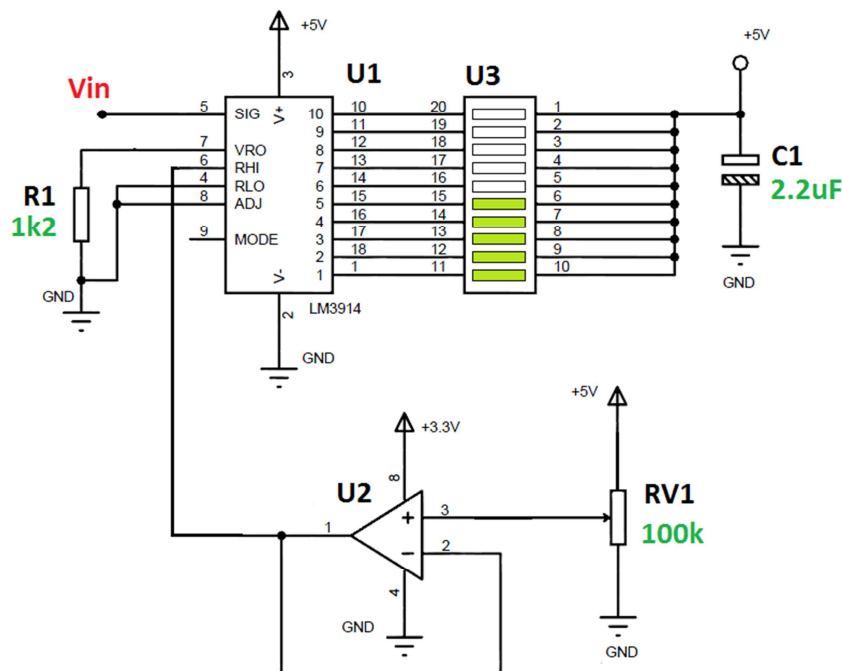


Figura 38. Barra gráfica de 10 LED's, Driver LM3914 e ajuste de sensibilidade.

4.3 Sistema de gravação de dados

A partir do intuito do projeto, que é o processamento embarcado, será possível salvar o sinal EMG em um cartão de memória *flash* do tipo *SD*. No *firmware* criado para o *dsPIC* foi desenvolvido um arquivo de texto *.txt* para que os pontos do sinal fossem salvos no mesmo e enviados ao cartão de memória. Como o conversor analógico-digital utilizado no *dsPIC* foi de 10 *bits*, o sinal possui valores de 0 a 1023. Portanto, os dados apresentados no arquivo de texto tiveram que ser convertidos para *string* e salvos nessa faixa de valores. Há, ainda, um cabeçalho indicando o nome do projeto, a data, a hora, o canal e o ganho utilizado para aquele salvamento. A conversão dos dados para o cartão de memória foi possível pela programação utilizando a biblioteca FAT32 do compilador *MikroC Pro for dsPIC*, sendo que a mesma possui algumas funções específicas para arquivos naquele formato. A Figura 39 ilustra o circuito esquemático do *dsPIC* e o cartão *SD*.

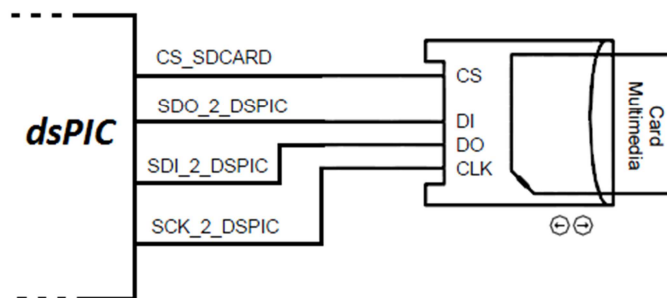


Figura 39. Circuito esquemático do cartão SD e a comunicação SPI₂ com o dsPIC.

4.4 Sistema de comunicação externa

O projeto conta com um módulo extra de comunicação externa por USB (*Universal Serial Bus*) viabilizando maior abrangência e aplicação com um computador e processamento por meio de uma interface de *software* compatível com o sistema. Para essa aplicação, foi utilizado um microcontrolador PIC18F4550 com o auxílio de um conversor analógico-digital externo de 16 bits, o LTC1867, para melhorar a resolução e quantização do sinal enviado pela USB. Além disso, para que haja isolamento dos barramentos e alimentação do projeto com o computador externo, foi utilizado um isolador digital IL717 com alta velocidade de transmissão de dados de 110Mbps. A Figura 40 exemplifica o circuito esquemático do sistema de comunicação externa.

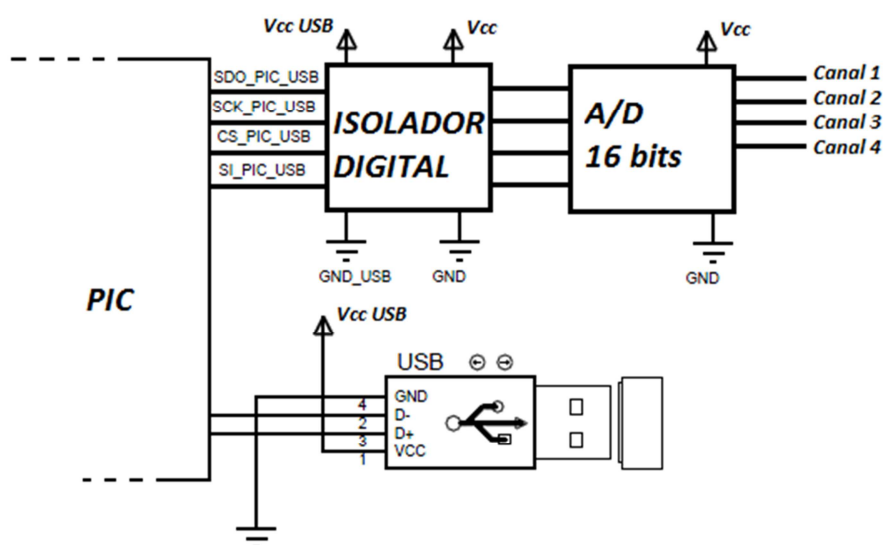


Figura 40. Circuito esquemático da comunicação externa com USB.

4.5 Ferramentas e Técnicas

O ambiente de desenvolvimento utilizado para a criação de todos os *layouts* esquemáticos dos circuitos eletrônicos foi o *software Proteus*, na versão 7.7. Foi possível realizar a simulação de algumas partes isoladas de todo o projeto, utilizando esse *software*, como, por exemplo, o circuito das barras gráficas de *LED's*, o circuito de condicionamento, com exceção do A.I., e toda a fonte de alimentação do circuito completo. Para o desenvolvimento do *layout* das placas de circuito impresso, utilizou-se o *ARES* do próprio *Proteus*.

O *Firmware* desenvolvido para o *dsPIC* foi criado a partir do *software MikroC Pro for dsPIC* versão 5.8.0, da *MikroElektronika*. Em conjunto a esse sistema, foi utilizado o *software mikroProg Suite for PIC*, versão 2.25, também da mesma empresa anterior, para realizar a transferência do arquivo hexadecimal ao *dsPIC*, por meio de gravação *In-Circuit Serial Programming (ICSP)* pelo gravador depurador *MikroProg*.

O *software Matlab*, na sua versão R2008a, foi utilizado somente para processar as funções de transferência dos filtros analógicos ativos e aproximar suas respostas em frequência, por meio do Diagrama de Bode, bem como o lugar das raízes das funções e o Diagrama de *Nyquist*.

O processo de salvar o sinal eletromiográfico mostrado no *display* de cristal líquido foi feito a partir de um cartão de memória de memória *flash* do tipo *Secure Digital (SD)* de 128MB, utilizando a biblioteca *FAT16* e o segundo módulo *SPI* do *dsPIC*. A configuração dessa interface baseou-se no modo *MASTER* com dados de 8 *bits*.

Resultados

Este Capítulo apresenta os resultados advindos do desenvolvimento do *hardware* proposto neste trabalho e da aplicação das técnicas e ferramentas apresentadas e discutidas nos Capítulos anteriores. Os resultados apresentados nesta dissertação abrangem a instrumentação projetada e seu funcionamento, comparando-se os pontos qualitativos obtidos com aqueles esperados.

5.1 Coleta do sinal EMG

Para esse estágio de testes, primeiramente, a região muscular de estudo, assim como a do eletrodo de referência, devem ser devidamente higienizadas e limpas com algodão e álcool 70%, de preferência, para a colocação dos eletrodos. A Figura 41 mostra esses detalhes.

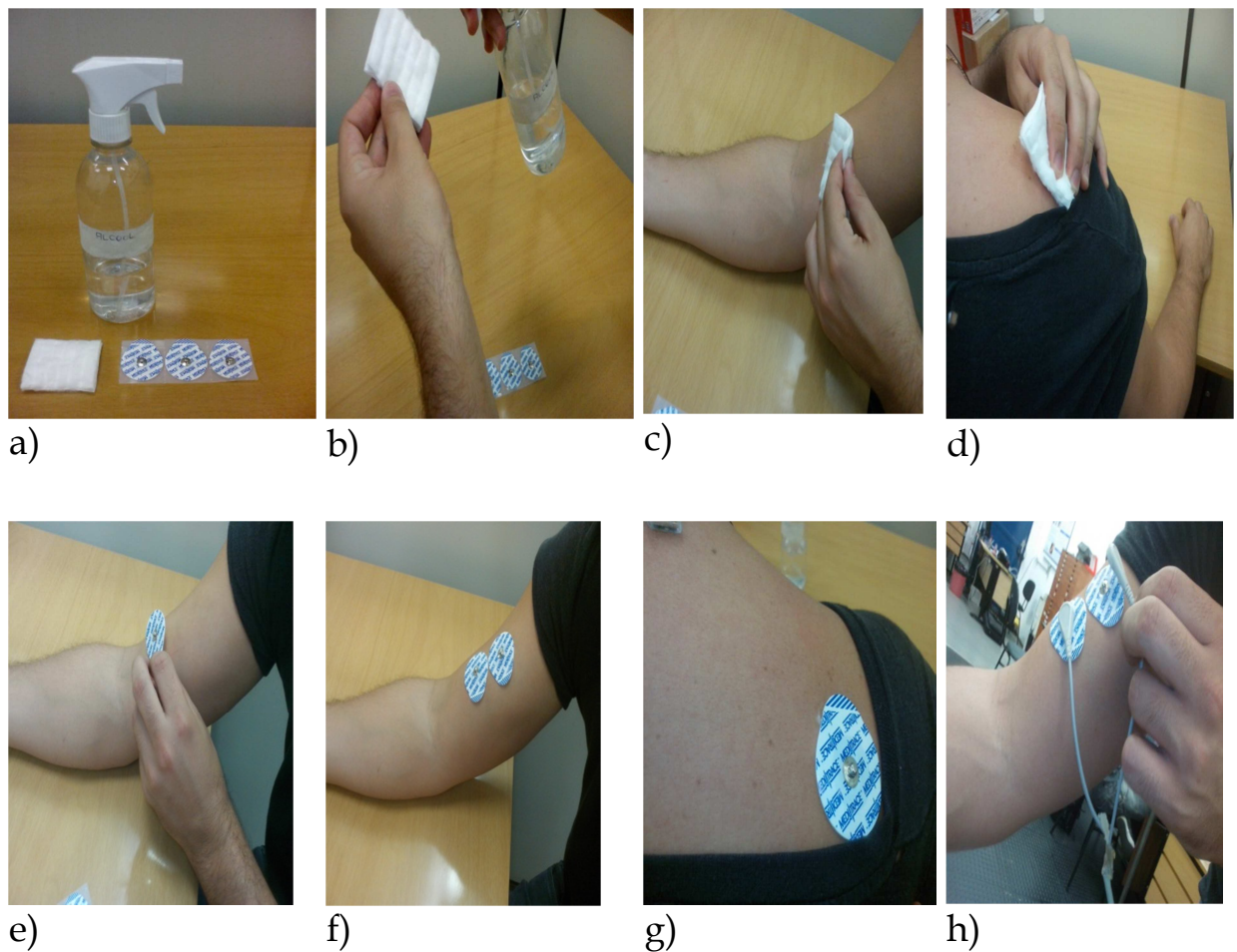


Figura 41. Procedimentos de preparação da pele para colocação dos eletrodos.
a) Álcool, algodão e eletrodos, b) Colocar álcool no algodão, c) Limpar a região de detecção com o algodão, d) Limpar a região escolhida para o eletrodo de referência, e), f) e g) Colocação dos eletrodos, h) Colocação dos conectores do eletrodo ativo.

Após a colocação dos eletrodos, seguindo o padrão SENIAM (SENIAM, 1999), o protótipo é ligado e o voluntário realiza algumas contrações musculares de maneira a, somente, testar a visualização do sinal EMG no *display* e as funções de ganho programável, salvar no cartão *SD*.

5.2 Projeto das Placas de Circuito Impresso

Para o *layout* finalizado da placa de circuito impresso (PCI), denominada como “placa mãe” foram criadas placas menores adicionais que se encaixam na mesma, de forma a facilitar possíveis manutenções e ajustes, quando necessários. O circuito de

condicionamento do sinal EMG foi projetado em uma placa separadamente, assim como para o circuito da envoltória desse sinal com o ROCP.

5.2.1 PCI do Eletrodo AtivoEMG

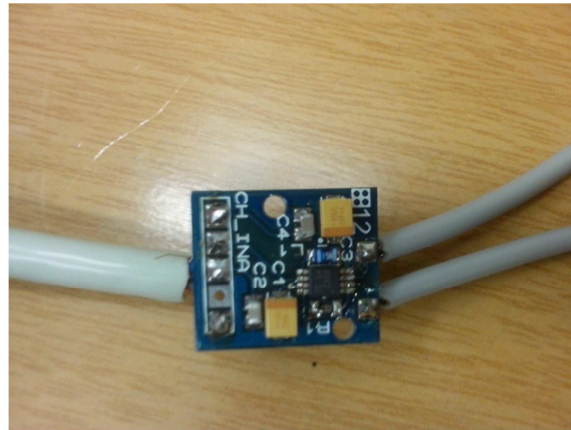


Figura 42. PCI para o circuito de condicionamento.

5.2.2 PCI do Condicionamento do Sinal EMG

A PCI foi desenvolvida de modo que o *PGA* ficasse do lado *Bottom*, não prejudicando as trilhas para os filtros e os estágios de ganho no lado *Top* dessa placa. O método de encaixe rápido por meio dos conectores identificados na Figura 43 foi eficiente, pois facilitou a manutenção do circuito e, ainda, contribuiu para aperfeiçoar espaço na “Placa mãe” do projeto.

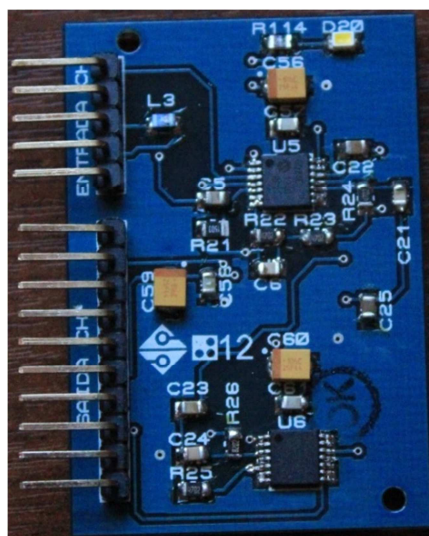


Figura 43. PCI para o circuito de condicionamento.

Os testes dessa placa foram realizados, antes de ser testada juntamente com o *display*, a partir de um osciloscópio digital de alta resolução. A resposta em frequência do circuito de condicionamento, referente ao filtro passa-faixa, foi criada simulando-se um sinal senoidal de 500mVpp e frequências de 1Hz a 5kHz, por meio de um gerador de sinais Agilent-33120A-15MHz. Inseriu-se um nível DC de *offset* de +1.650V, de forma que o sinal estivesse na mesma referência que circuito. A Figura 44 mostra a resposta em frequência real do filtro. O teste do equipamento, conectado ao usuário é mostrado na Figura 45.

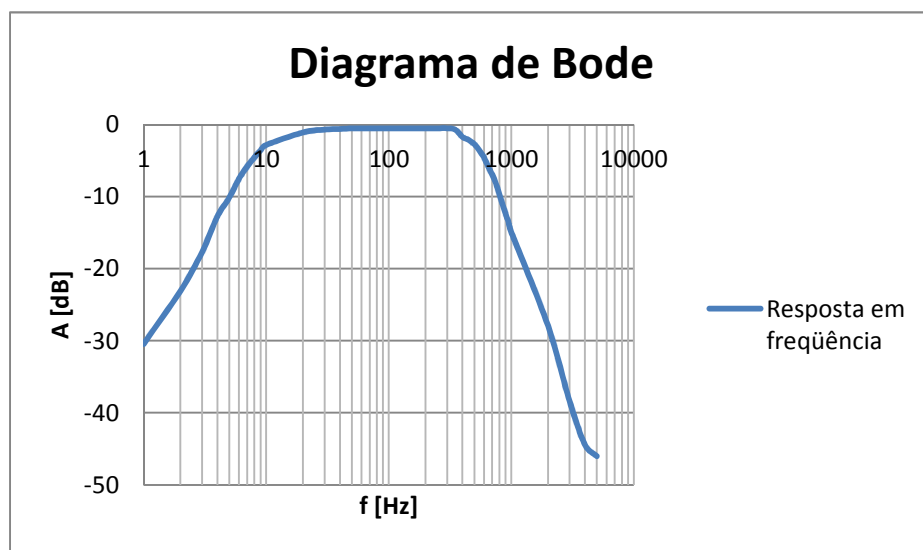


Figura 44. Resposta em Frequência da PCI de condicionamento.

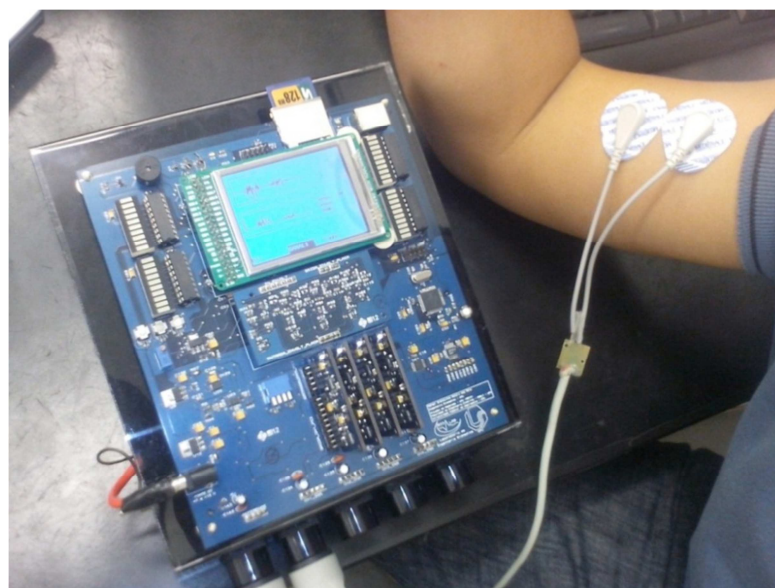


Figura 45. Teste do aparelho.

Como pode ser observado na figura anterior o protótipo foi montado sobre uma plataforma de acrílico, com a PCI presa sobre a mesma de forma a facilitar os ajustes finos e manipular os sistemas periféricos conectados à mesma. Os resultados para o sinal EMG bruto são mostrados na Figura 46, para um ganho 7 no PGA, equivalente a, aproximadamente, 700 vezes de ganho total, através do osciloscópio, primeiramente.

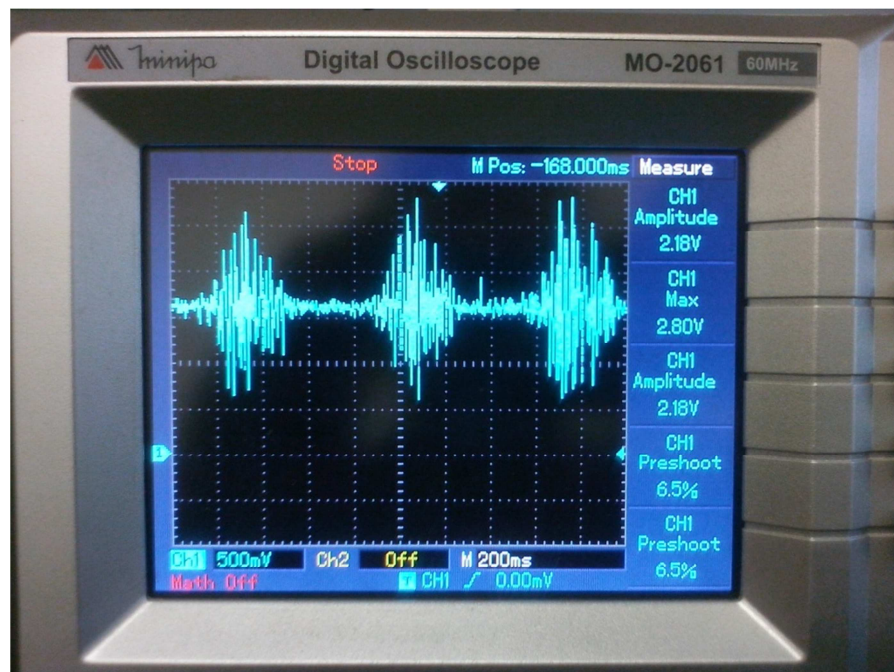
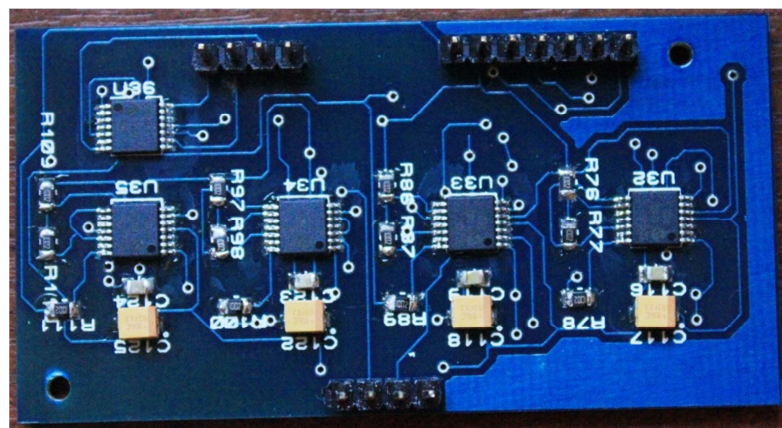


Figura 46. Sinal EMG Bruto, deslocado de, aproximadamente, +1,650V (tensão de referência).

5.2.3 PCI do ROCP para a envoltória do sinal EMG



Nessa PCI, optou-se por utilizar AO's somente de um lado da placa, enquanto que a maioria dos componentes passivos, resistores e capacitores, e os diodos ficariam do lado oposto. Isso foi interessante para medições e testes durante a validação e facilitar para rotear as trilhas para todos os componentes. Foram realizados testes para essa placa, assim como na de condicionamento, com um gerador de funções, de forma a obter verificar a saída dessa PCI de ROCP. A Figura 48 mostra a resposta dessa placa, salva pelo *pen-drive* no próprio Gerador de Sinais.

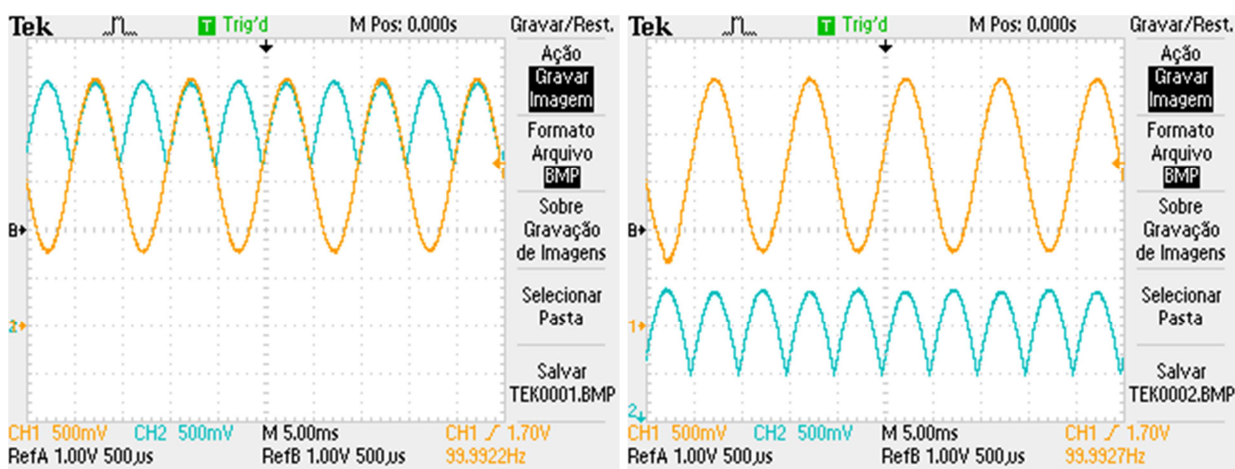


Figura 48. Resposta da PCI de ROCP, com gerador de funções (sinais).

A Figura 49 mostram os resultados da retificação do sinal EMG pela PCI do ROCP, além da envoltória do mesmo.

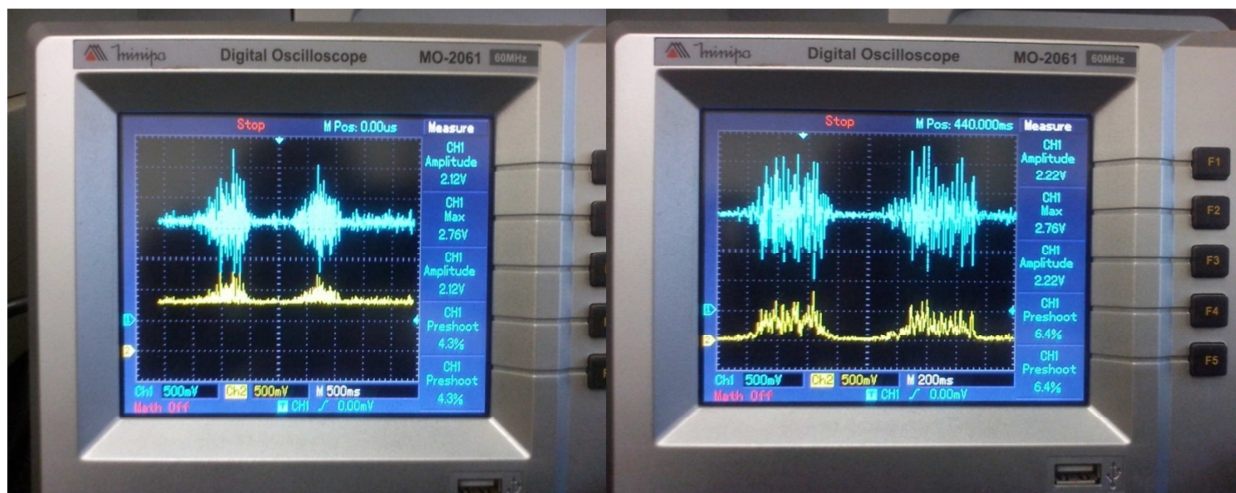


Figura 49. Sinal EMG Bruto e sua Retificação Completa pela PCI do ROCP (à esquerda); sinal EMG Bruto e a Envoltória do mesmo pela PCI do ROCP (à direita).

5.2.4 PCI da “Placa Mãe” embarcada

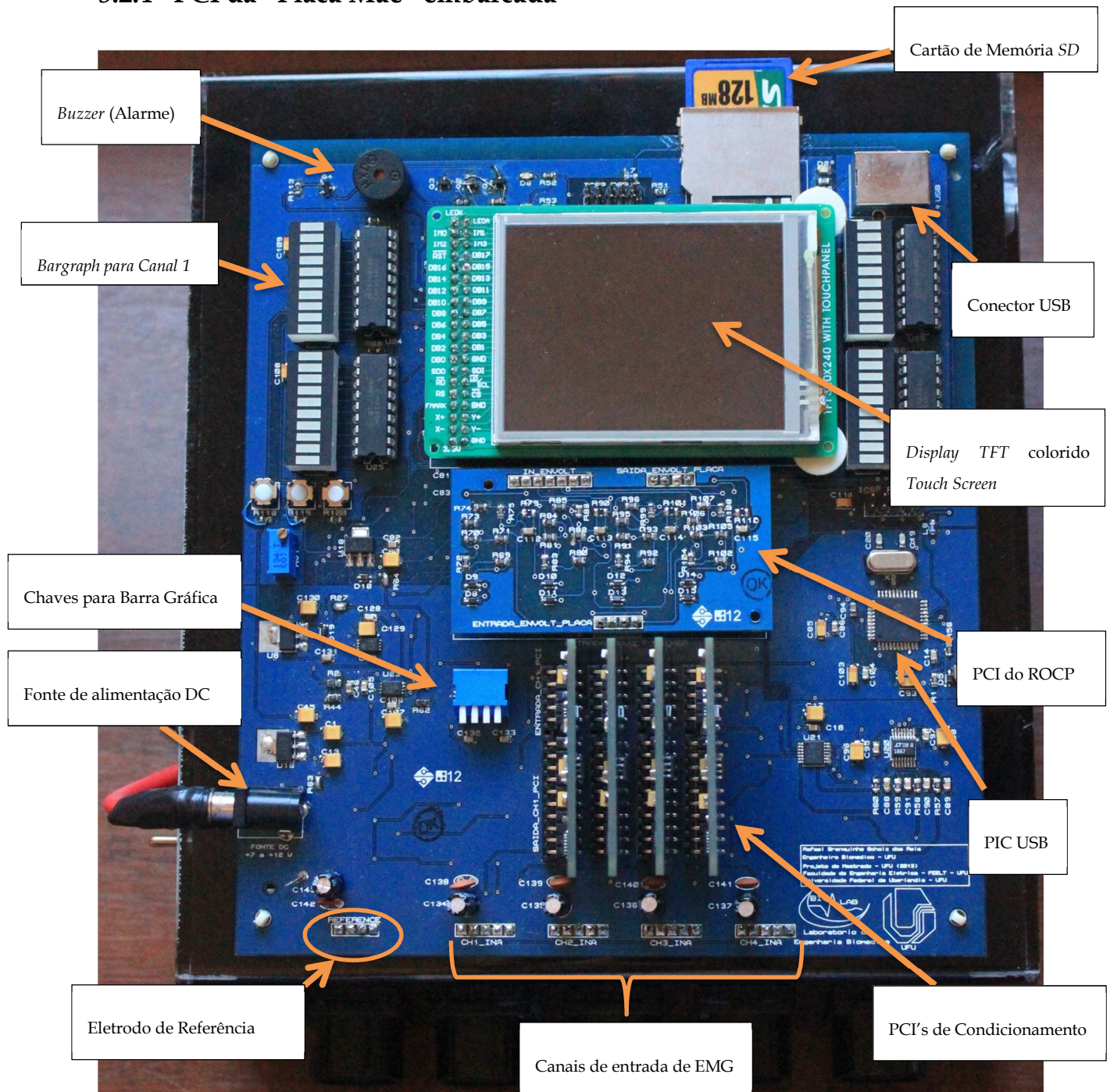


Figura 50. PCI para a “Placa Mãe”.

5.3 Teste do Protótipo com o *display*

A tela de aquisição do sinal EMG, no *display*, foi criada de modo a mostrar três estágios do mesmo: o sinal BRUTO, o sinal RETIFICADO e a ENVOLTÓRIA do sinal. Como pode ser visualizado na Figura 51, o sinal da ENVOLTÓRIA não apareceu na tela como esperado. Foram feitos testes de *hardware* e *software* com a intenção de descobrir tal erro e corrigi-lo. Infelizmente, isso não foi possível, ainda, pois o erro não foi encontrado.

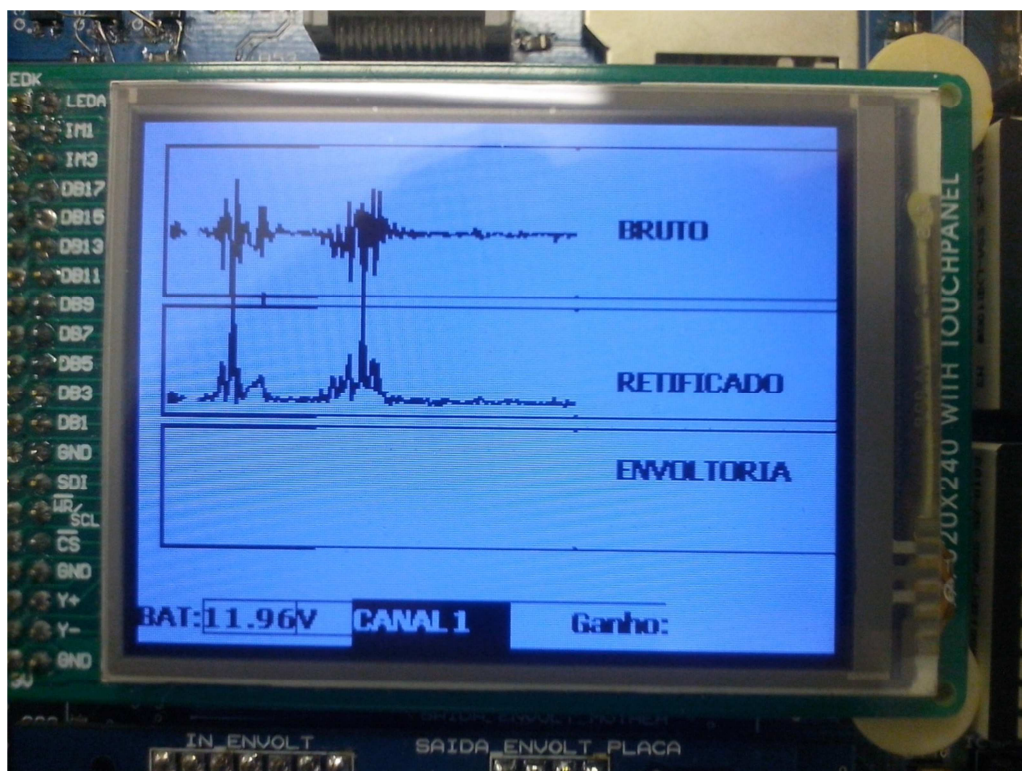


Figura 51. Resposta do protótipo no *display*.

A seguir são mostrados os testes das PCI's utilizando, também, um osciloscópio, para mostrar os três estágios do sinal como na Figura 50. A bateria é monitorada a cada 5 ciclos de leitura do sinal, ou seja, a cada 5 telas de varredura do *display*, uma função de leitura do canal analógico, ao qual a bateria está conectada indiretamente, é acionada.

A partir da utilização de um *beep*, o usuário é advertido caso a bateria, ao descarregar, alcance um limiar de tensão abaixo do permitido pelo fabricante da

mesma, sem danificá-la. Como auxílio ao estímulo sonoro intermitente, uma mensagem é mostrada no *display* indicando que a bateria deve ser carregada. Outra função para o *beep* é de avisar ao usuário, quando o mesmo solicitar a gravação dos sinais no cartão *SD*, que o processo de salvamento está completo. Quando o botão de salvar é acionado, o sistema “congela” a tela do *display* e aparece a mensagem “Salvando...” além de acender um *LED* vermelho próximo ao cartão *SD*. Foram utilizados três botões de *pull-down* para interagir com o *display* e o sinal EMG. Dois desses botões são para o ganho do *PGA*, sendo um de incremento e outro de decremento de ganho. O terceiro botão é para salvar o sinal EMG no cartão *SD*. A Figura 52 exemplifica esse parágrafo, além de demonstrar a atuação da envoltória do sinal EMG na barra gráfica de *LED*.

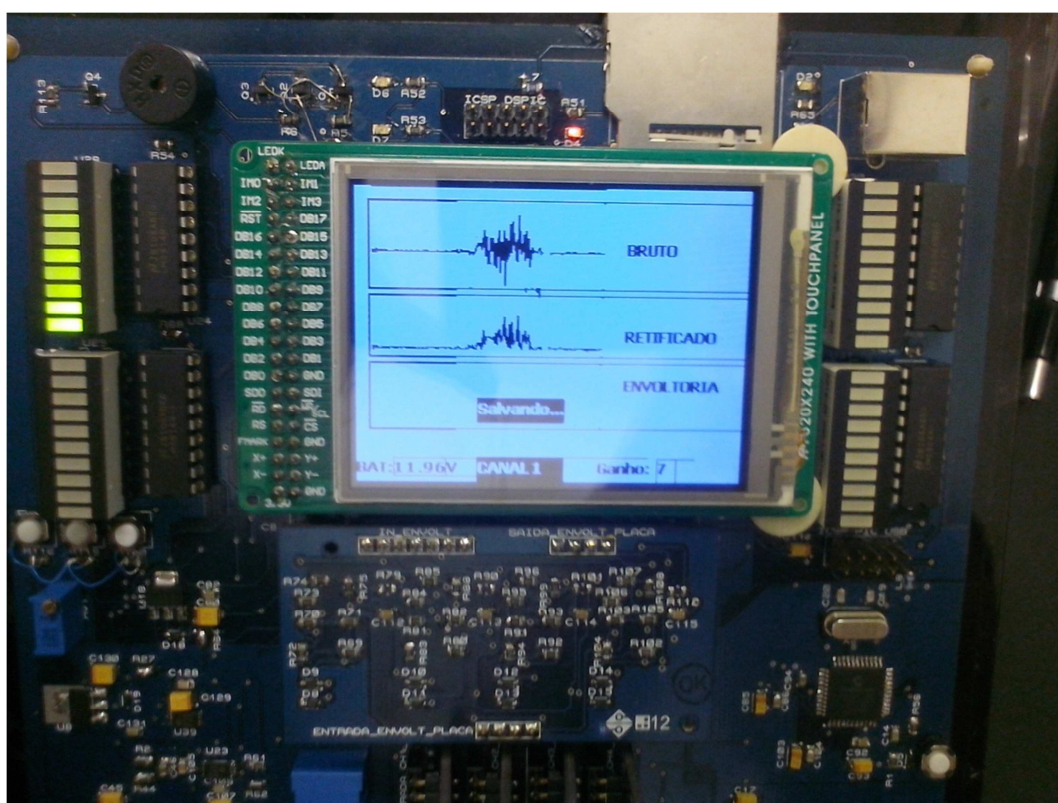


Figura 52. Demonstração do ganho com os botões e o processo de salvar o sinal EMG no cartão *SD*.

Os testes com a PCI do ROCP são realizados e mostrados a partir do osciloscópio, pois não foi possível mostrá-la pelo *display*. A partir da Figura 52 é possível visualizar a envoltória em *hardware* do sinal EMG, por meio da barra gráfica

de *LEDs*. Além disso, nessa figura são mostrados os 3 estágios do sinal, como método de comparar o funcionamento com o projeto proposto.

5.4 Teste do Cartão de Memória

Após pressionar o botão para Salvar, o vetor do sinal EMG, presente na tela do *display*, é enviado ao cartão de memória já no formato *.txt* com o devido cabeçalho e nome para identificá-lo e diferenciá-lo de outras salvamentos. Após retirar o cartão da placa e inseri-lo em um computador, verifica-se que foi criado um arquivo com o nome EMG_A.txt.

Como o sinal EMG está com referência em +1,650V, logicamente isso representaria no conversor A/D a metade de sua escala, ou seja, o número 0512. Sendo assim, percebe-se que os números presentes no arquivo estão em torno de 0512, tanto para mais quanto para menos.

Na “Placa Mãe” foi projetado um conector para a entrada de um *RTC* (*Real Time Clock*) com o intuito de salvar os dados de tempo real no arquivo *.txt* como a hora e a data. Com esse sistema, mesmo se o circuito fosse desligado, haveria uma bateria de *lithium* em formato de pastilha que permitiria o *RTC* a continuar o *clock*.

Discussão e Conclusões

O protótipo proposto foi desenvolvido conforme planejado, sendo necessário poucos ajustes técnicos devido a erros no *layout* durante a criação no *software Proteus*. Foram realizados testes de validação das PCI's por meio de contrações musculares isoladas e voluntárias de maneira a testar o funcionamento de todo o sistema. Primeiramente, foi testada separadamente a placa de condicionamento do sinal e, em seguida, a placa da envoltória em *hardware* do mesmo. Por último, todos os sistemas integrantes da “Placa Mãe” foram testados em conjunto, com o objetivo de validar o aparelho com o *display* e mostrar sua eficiência. Assim, com esse funcionamento de forma coerente com o projetado, o sistema de gravação dos dados no cartão de memória foi testado. Nesse capítulo, são apresentadas, também, as dificuldades encontradas no desenvolvimento do projeto.

6.1 O Circuito de Condicionamento do Sinal EMG

Com relação a essa PCI e seu projeto em *hardware* é possível falar que os resultados foram satisfatórios, visto que o sinal EMG foi captado e condicionado de forma correta como esperado. Os ganhos no *PGA* tiveram o incremento e o decremento correto, mostrando que a comunicação *SPI*, com o mesmo, funcionou corretamente. No entanto, como as funções de transferência para esses filtros foram calculadas e, posteriormente, simuladas no *Matlab*, apresentando respostas coerentes, se torna como suficiente para demonstração.

6.2 O Retificador de Onda Completa de Precisão

Certamente esse circuito realizou papel fundamental nesse projeto, visto que o retificador de onda completa funcionou de forma íntegra, fazendo com que o sinal, que estava deslocado abaixo de +1,650V, ficasse totalmente acima desse valor. Após a retificação, o sinal foi subtraído de seu nível de referência de +1,650V, fazendo-o possuir valores entre 0V e +1,650V. Após o projeto da PCI e testes realizados, notou-se um erro, o qual pode ser corrigido em versões futuras, referente ao estágio seguinte dessa subtração, pois uma vez que a referência é retirada o sinal nunca possuirá valores acima de +1,650V. Para corrigir isso, se deveria ter incluído, em seguida, um amplificador não-inversor para correção do fator de subtração, com ganho igual a 2, permitindo o sinal alternar de 0V a +3,3V.

Isso, de certa forma, causou um prejuízo ao *biofeedback* na barra de *LED's*, pois, com isso, o sinal atingiu valores muito baixos à entrada do LM3914, forçando realizar um ajuste na tensão de referência no pino *RHi* desse circuito integrado (CI), inferior ao esperado. Nesse CI, o *driver* dos *LED's* foi configurado no modo *dot*, no entanto o mesmo não respondeu a tal função corretamente, talvez em vista do ajuste forçado no pino *RHi*.

Foram observadas algumas irregularidades como a presença de um nível DC na etapa seguinte de envoltória do sinal EMG, com valor aproximado de 50mV. O filtro passa-baixa utilizado pode ter sido o motivo desse nível de tensão indesejado, por causa do tempo de carga e descarga do capacitor.

6.3 O Biofeedback no display

A utilização do *display* foi de grande valia ao projeto, pois mostrou o sinal EMG, juntamente com sua retificação, praticamente em tempo real, devido ao rápido processamento do microcontrolador. A programação do *firmware* se realizou com sucesso, com exceção para a envoltória do sinal EMG, a qual não foi possível ser mostrada. O motivo desse erro não foi detectado, sendo que foram feitos testes de

continuidade na placa, além de mudanças severas no código programado. É notório que a envoltória funcionou, visto que a barra de *LED's*, para o canal 1, respondeu adequadamente sendo que era o mesmo sinal enviado ao *dsPIC*.

Seria possível realizar a envoltória do sinal Bruto coletado, e mostrado no *display*, através da Média Móvel. Fazendo isso, escolheriam-se janelas de pontos do sinal, de tamanhos igual, e realizar a média ponto a ponto, dentro da janela escolhida e mostrar a linha que liga esse ponto com os subsequentes. Isso funciona como um filtro passa-baixa, no qual a frequência de corte estaria condicionada ao tamanho da janela.

Algumas dificuldades foram encontradas ao se trabalhar com esse *display*. A primeira delas foi tentar utilizar diferentes cores, pois o mesmo possui 65k de cores. No entanto, se conseguiram apenas os seguintes tons de cores: *Blue*, *White*, *Black* e *Acqua*. Tendo em vista que isso seria o menor dos impedimentos para que a função principal do projeto fosse executada, as cores disponíveis foram utilizadas.

A função de *touch screen* do *display* foi ativada e, ao se tocar o mesmo, verificou-se, através do osciloscópio, que o mesmo respondia com pulsos diferentes para cada região da tela. Entretanto, não foram criadas as funções de limites das regiões tocadas e, em seguida, executadas ações referentes aos toques, pois o projeto dispunha de 3 botões e o tempo para finalizá-lo estava curto. Sendo assim, isso ficaria para versões futuras.

6.4 A gravação de dados

O processo de gravar dados do sinal EMG no cartão de memória se realizou de maneira quase totalmente satisfatória. Ao se gerar o arquivo de texto *.txt* notaram-se algumas irregularidades com a programação realizada, pois as funções de: Data, Hora e Ganho saíram deslocadas no padrão do texto, além do primeiro ponto do sinal. Os dados do vetor do sinal foram transformados em valores de 0 a 1023, devido à resolução de 10 *bits* do conversor A/D, e mostrados como a seguir.

O sistema de comunicação de dados via *USB* foi somente implementado em *hardware* para que possa ser utilizado em versões futuras desse projeto. Portanto o mesmo não chegou a ser testado nessa primeira versão.

6.5 Contribuições

As principais contribuições deste trabalho são:

- (1) Desenvolvimento de um eletromiógrafo com processamento embarcado;
- (2) *Biofeedback* no próprio *hardware* com utilização de *display* gráfico e barra gráfica de *LED's*;
- (3) Função de Salvar o sinal EMG no próprio *hardware* por meio de um cartão de memória do tipo *SD*;

6.6 Trabalhos Futuros

Podem ser identificados diversos trabalhos futuros, com o intuito de melhorar e expandir os resultados encontrados, destacando-se:

- (1) Correção da placa de ROCP para fazer o sinal ir até +3,3V;
- (2) Utilizar um *RTC* para obter informações de data e hora no arquivo *.txt*;
- (3) Implementar e testar um *firmware* para comunicação *USB*;
- (4) Realizar mais processamentos matemáticos e estatísticos no sinal EMG com o *dsPIC*, como a *FFT* e os filtros *FIR* e *IIR*, além de interfaces de *biofeedback* com jogos e animações;
- (5) Habilitar o funcionamento total do *touch-screen* além de utilizar todas as cores disponíveis no *display*.
- (6) Possibilidade de realizar *biofeedback* com técnicas de jogos e telas com animações no *display*;
- (7) Possibilidade de realizar processamentos matemáticos avançados no próprio *hardware* e mostrá-los no *display*, como a *FFT*, filtros digitais *FIR* e *IIR*.

Referências

ANDRADE, A. O. **Metodologia para classificação de sinais EMG no controle de membros artificiais**. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil, Janeiro 2000.

BARDACK, A. *et al.* **EMG Biofeedback Videogame System for the Gait Rehabilitation of Hemiparetic Individuals**, Thesis, Department of Electrical and Computer Engineering, University of Maryland, 2010, 215p.

BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C. J. **Muscles Alive**, Editora USA: Williams and Wilkins, 5ª Ed., 1985, Baltimore, 561 p.

BERNE, R. M., LEVY, M. N., KOEPPEN, B. M. **Fisiologia**, Editora Elsevier, 5ª Ed., 2004, Rio de Janeiro, 233p.

BONFIM, M. J. C. **Circuitos Lineares**. Disponível em: <<http://www.eletrica.ufpr.br/marlio/te054/capitulo5.pdf>>. Acesso em: 20 de jan. de 2013.

CRISWELL, E. **Cram's Introduction to Surface Electromyography**. 2ª Ed., Jones & Bartlett Learning. 2010

DATAHOMINIS. **Eletrodo ativo simples diferencial para EMG (2012)**. Disponível em: <http://www.datahominis.com.br/resources/MyosystemBr1/Caracteristicas/Desc_ESD1.pdf>. Acesso em 06 de jan. 2013.

DE LUCA, C. J. **Surface electromyography: detection and recording (2002)**. Disponível em: <<http://www.delsys.com>>. Acesso em: 08 jan. 2013.

DE LUCA, C. J. **The use of Surface Electromyography in Biomechanics (1997)**. Disponível em: <<http://www.delsys.com>>. Acesso em 08 de jan. 2013.

DUGDALE, D. C. **Electromyography**. Disponível em: <<http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/003929.htm>>. Acesso em 06 de fev. 2013.

ENOKA, R. M. **Bases Neuromecânicas da Cinesiologia**, Editora: Manole Ltda, 2ª Ed., 2000, São Paulo, 450 p.

GNECCHI, J. A. G., ESPINOZA, D. L., PEREGRINO, V. H. O. **Microcontroller-based Biopotential Data Acquisition Systems: Pratical Design Considerations**, In: Data Acquisition, Ed.: Sciyo, Rijeka, Croatia, p. 255-264, 2010.

GUYTON, A. C., HALL, J. E. **Tratado de Fisiologia Médica**, Editora Guanabara Koogan, 11ª Ed., 2006, Rio de Janeiro, 548 p.

KONRAD, P. **The ABC of EMG: A practical introduction to kinesiological electromyography.** v 1.0, 2005, Noraxon INC.USA.

LAMB, R., HOBART, D. **Anatomic and Physiologic Basis for Surface Electromyography.** In: *Selected Topics in Surface Electromyography for Use in the Occupational Setting: Expert Perspectives*, 1992 MARCHETTI, P. H., DUARTE, M. **Instrumentação em eletromiografia (2006).** Universidade de São Paulo. Laboratório de Biofísica. Disponível em: <<http://www.fefiso.edu.br/grupoestudo/pdfs/06.pdf>>. Acesso em 12 de dez. 2012.

PATEL, S. P. *et al.* **A review of wearable sensors and systems with application in rehabilitation.** Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 2012, v.9, p. 1-17.

SAMANI, A., HOLTERMANN, A., SOGAARD, K., MADELEINE, P. **Advanced biofeedback from surface electromyography signals using fuzzy system.** Medical & biological engineering & computing, 2010, v. 48, p. 865-873.

SENIAM: **"European Recommendations for Surface Electromyography"**. Roessingh Research and Development, Enschede, Holland, 1999 (ISBN 90-75452-15-2).

SHERMAN, R. A. **Instrumentation Methodology for Recording and Feeding-Back Surface Electromyographic (SEMG) Signals Applied Psychophysiology and Biofeedback**, 2003, v. 28, n. 2, p. 107-119.

SALLEN, R. P., KEY, E. L. **A Practical Method of Designing RC Active Filters**. IRE Transactions on Circuit Theory, vol. CT-2, p. 74-85, 1955

SCHWARTZ, M. S., ANDRASIK, F. **Biofeedback: A practitioner's guide**. 3^a Ed., 2003, New York: Guilford Press, 500p.

SODERBERG, G. L. **Recording techniques: U.S. Department of Health and Human Services, National Institute for Occupational Safety and Health**, 1992. Disponível em: <<http://www.cdc.gov/niosh/docs/91-100/pdfs/91-100.pdf>>. Acesso em 15 de jan. 2013.

WEBSTER, J. G. **Medical Instrumentation: Application and Design**. 3^a Ed., 1997, 720p.

WU, W. H. *et al.* **MEDIC: Medical embedded device for individualized care**. Artificial Intelligence in Medicine, 2008, v. 42, p. 137-152.